

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



30 Unionspriorität:

P 8-330065 10. 12. 96 JP
P 9-242847 08. 09. 97 JP

71 Anmelder:

J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, JP

74 Vertreter:

Patentanwälte MÜLLER & HOFFMANN, 81667
München

72 Erfinder:

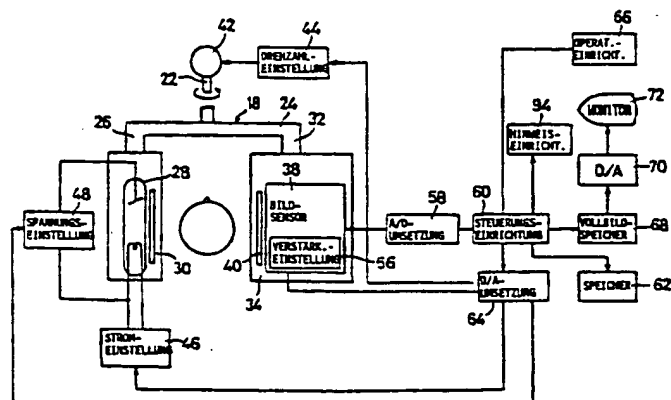
Arai, Yoshinori, Tokio/Tokyo, JP; Mori, Keisuke,
Kyoto, JP; Suzuki, Masakazu, Kyoto, JP; Tachibana,
Akifumi, Kyoto, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Röntgenbildgerät

57 Ein Röntgenbildgerät verfügt über folgendes: eine Röntgenröhre (28), die Röntgenstrahlung emittiert; einen Bildsensor (38), der Röntgenstrahlung erfaßt, die durch ein Objekt gelaufen ist; einen Tragarm (24), der die Röntgenröhre und den Bildsensor so trägt, daß sie einander über das Objekt hinweg gegenüberstehen; einen Antriebsmotor (42), der den Tragarm in vorbestimmter Richtung verstellt; eine Verstärkungseinstellschaltung (56), die die Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors einstellt; und eine Steuerungseinrichtung (60) zum Steuern der Verstärkungseinstellschaltung auf Grundlage des vom Bildsensor erfaßten Bildschwärzegrads. Wenn die Einstellung durch die Verstärkungseinstellschaltung unzureichend ist, steuert die Steuerungseinrichtung eine Einstelleinrichtung (46) für den Röntgenröhrenstrom und eine Einstelleinrichtung (48) für die Röntgenröhrenspannung sowie ferner eine Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung (44) an.



Die Erfindung betrifft ein Röntgenbildgerät, das ein Bild eines Objekts wie eines Kiefer- und Gesichtsbereichs, eines Zahnbereichs oder eines Hals-Nasen-Ohren-Bereichs eines menschlichen Körpers entlang einer gewünschten Tomographieebene aufnimmt.

Auf dem Gebiet der medizinischen Röntgendiagnose sind Röntgen-CT(Computertomographie)-Geräte wohlbekannt, die ein CT-Bild einer beliebigen Stelle eines menschlichen Körpers aufnehmen. Bei derartigen Röntgen-CT-Geräten werden eine Röntgenquelle und eine dieser gegenüberstehende Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung um 360° um ein Objekt an einer beliebigen Stelle, wie um den Kopf oder den Rumpf, herumgedreht, um Bildinformation zu erhalten, die durch einen Computer verarbeitet wird, um ein CT-Bild zu erhalten, das ein Querschnittsbild für die beliebige Stelle ist. Derartige bekannte Röntgen-CT-Geräte sind voluminös und teuer und demgemäß für den Gebrauch auf den Gebieten der Zahnmedizin und der Hals-Nasen-Ohren-Medizin nicht geeignet.

Wenn bei Zahnbehandlungen die Dicke und die Struktur des Kiefers vor einer Implantationsoperation oder dergleichen bekannt sind, kann die Operation auf einfache Weise ausgeführt werden. Um derartige Daten zu erhalten, wurde ein Röntgen-CT-Miniaturgerät entworfen, das Röntgen-CT-Bilder eines speziellen Zahns und seiner Umgebung erzeugen kann. Ein derartiges Röntgen-CT-Miniaturgerät weist folgendes auf: eine Röntgenquelle zum Erzeugen von Röntgenstrahlung; eine Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung zum Erfassen von Röntgenstrahlung, die durch ein Objekt gelaufen ist; eine Trägereinrichtung zum Halten der Röntgenquelle und der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung in solcher Weise, daß sie einander über das Objekt hinweg gegenüberstehen; und eine Antriebsquelle zum Verstellen der Trägereinrichtung in vorbestimmter Richtung. Wenn ein CT-Röntgenbild-Aufnahmeprozess auszuführen ist, wird die Trägereinrichtung durch die Funktion der Antriebsquelle um 360° um das Objekt gedreht. Während der Umdrehung um 360° tritt von der Röntgenquelle emittierte Röntgenstrahlung, die durch das Objekt gelaufen ist, in die Bilderzeugungseinrichtung ein, und es erfolgt Röntgenbildaufnahme unter vorbestimmten Winkeln. Bei einem derartigen Röntgen-CT-Gerät wird bei Röntgenbildaufnahme unter vorbestimmten Winkeln erhaltene Bildinformation in eine Speichereinrichtung eingespeichert, und die abgespeicherte Bildinformation wird durch einen Computer einer CT-Bildverarbeitung unterzogen, um dadurch ein gewünschtes CT-Bild zu erhalten.

Bei einem Röntgen-CT-Gerät werden Bilder, wie sie als Ergebnis der Röntgenbildaufnahme unter vorbestimmten Winkeln erhalten werden, der genannten CT-Bildverarbeitung unterzogen. Wenn bei dieser Verarbeitung eine Prothese aus Metall oder eine große Knochenstruktur in auch nur einem der durch die Röntgenbilderzeugung erhaltenen Bilder vorhanden ist, kann durch die Computerverarbeitung kaum ein deutliches CT-Bild erhalten werden, da ein derartiges Hindernis eine große Menge an Röntgenstrahlung absorbiert. Wenn ein Röntgenbild-CT-Gerät auf dem Gebiet der Zahnbehandlung verwendet wird, wird z. B. ein Bildaufnahmeprozess über 360° am Kopf eines Menschen ausgeführt. Innerhalb eines speziellen Bereichs des Bildaufnahmeprozesses durchläuft Röntgenstrahlung von der Röntgenquelle die Halswirbelsäule und erreicht dann die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung, während in einem anderen Bereich des Bildaufnahmeprozesses Röntgenstrahlung von der Röntgenquelle die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung erreicht, ohne durch die Halswirbelsäule zu laufen. Im allge-

meinen absorbiert die Halswirbelsäule leicht Röntgenstrahlung. Im speziellen Bereich erreicht eine kleinere Menge an Röntgenstrahlung die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung, da von der Röntgenquelle emittierte Röntgenstrahlung durch die Halswirbelsäule läuft, weswegen das sich ergebende Röntgenbild relativ dunkel ist. Demgegenüber durchläuft die von der Röntgenquelle emittierte Röntgenstrahlung in einem anderen Bereich des Bildaufnahmeprozesses die Halswirbelsäule nicht, so daß eine größere Menge an Röntgenstrahlung die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung erreicht. Daher ist das sich ergebende Röntgenbild relativ hell.

Demgemäß ändert sich, wenn ein Röntgen-CT-Gerät auf dem Gebiet der Zahnbehandlung verwendet wird, der Schwärzgrad eines sich ergebenden Röntgenbilds abhängig vom Bildaufnahmewinkel, unter dem der Bildaufnahmeprozess für das Objekt ausgeführt wird. Wenn das Ausmaß der Änderung ziemlich groß ist, kann bei der anschließenden CT-Bildverarbeitung unter Verwendung eines Computers kein zufriedenstellendes CT-Bild erhalten werden.

Ein derartiges Problem existiert nicht nur für Röntgen-CT-Geräte, sondern auch für Panoramaröntgenbild-Aufnahmegeräte, die Bilder des Zahnbogens aufnehmen sowie lineare Röntgenbild-Aufnahmegeräte, die nur ein Bild in einer speziellen Tomographieebene aufnehmen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Röntgenbildgerät zu schaffen, das selbst dann gute Röntgenbilder erhalten kann, wenn der Bildaufnahmewinkel geändert wird.

Diese Aufgabe ist durch das Röntgenbildgerät gemäß Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen sind Gegenstand abhängiger Ansprüche.

Beim erfindungsgemäßen Gerät steuert die Steuerungseinrichtung die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung abhängig vom Bildsignal von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung. Wenn der Schwärzgrad eines erfaßten Bilds gering ist, wird daher die Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung durch die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung erhöht. Wenn dagegen der Schwärzgrad eines erfaßten Bilds hoch ist, wird die Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung durch die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung verringert. Auf diese Weise wird der Schwärzgrad eines durch die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung erhaltenen Bilds automatisch eingestellt, wodurch ein hervorragendes Röntgenbild erhalten wird. Der Bildschwärzgrad wird nicht durch eine speziell vorhandene Röntgenerfassungseinrichtung eingestellt, sondern unter Verwendung des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung zum Erzeugen eines Röntgenbilds. Daher kann die Einstellung des Bildschwärzgrads mit einer relativ einfachen Konfiguration auf Grundlage des erhaltenen Röntgenbilds ausgeführt werden.

Beim Gerät gemäß Anspruch 2 sind eine Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder eine Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung vorhanden, und diese Einrichtungen werden durch die Steuerungseinrichtung gesteuert. Die Steuerung durch die Steuerungseinrichtung wird auf die folgende Weise ausgeführt. Als erstes stellt die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung die Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung ein. Wenn die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung die Forderungen nicht mehr erfüllen kann, wird die Intensität der von der Röntgenröhre emittierten Röntgenstrahlung durch die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung eingestellt. Daher wird die Bildaufnahmeempfindlichkeit in bevorzugter Weise so eingestellt, daß die Bildschwärzeinstellung mit hoher Ansprechcharakteristik ausgeführt wird. Zu-

sätzlich zur Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung wird eine Einstellung der an die Röntgenröhre angelegten Spannung oder des ihr zugeführten Stroms ausgeführt. Demgemäß kann der Bildschwärzgrad automatisch in einem weiteren Bereich eingestellt werden.

Beim Gerät gemäß Anspruch 3 ist eine Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung zum Einstellen der Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle vorhanden, und diese Antriebsgeschwindigkeit-Einstelleinrichtung wird durch die Steuerungseinrichtung gesteuert. Diese Steuerung wird auf die folgende Weise ausgeführt. Als erstes stellt die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung die Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung ein. Wenn die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung den Erfordernissen nicht mehr genügen kann, wird die Intensität der von der Röntgenröhre emittierten Röntgenstrahlung durch die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung eingestellt. Wenn diese letztere Einstellung den Erfordernissen nicht mehr genügen kann, wird die Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung eingestellt. Demgemäß wird entsprechend dem Vorrang zunächst die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung ausgeführt, und dann wird die Einstellung der Röntgenintensität der Röntgenröhre ausgeführt. Daher wird die automatische Schwärzgradeinstellung in einem größeren Bereich mit besserer Ansprechcharakteristik ausgeführt. Zusätzlich zu den Einstellungen der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung sowie der Röntgenintensität der Röntgenröhre wird die Einstellung der Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle ausgeführt. Demgemäß kann der Bildschwärzgrad in einem noch größeren Bereich automatisch eingestellt werden.

Beim Röntgengerät gemäß Anspruch 4 ist ebenfalls eine Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung vorhanden, die durch die Steuerungseinrichtung gesteuert wird. Diese Steuerung wird auf die folgende Weise ausgeführt. Als erstes stellt die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung die Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung ein. Wenn die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung den Erfordernissen nicht mehr genügen kann, wird die Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung eingestellt. Daher wird die Bildaufnahmeempfindlichkeit bevorzugt eingestellt, so daß die Schwärzgradeinstellung mit hoher Ansprechcharakteristik ausgeführt wird. Zusätzlich zur Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung wird die Einstellung der Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle ausgeführt. Demgemäß kann der Bildschwärzgrad automatisch in einem noch größeren Bereich eingestellt werden.

Beim Gerät gemäß Anspruch 5 besteht die Röntgenquelle aus einer Röntgenröhre und einer Einstelleinrichtung für den der Röntgenröhre zugeführten Strom/oder einer Einstelleinrichtung zum Einstellen der an die Röntgenröhre angelegten Spannung. Da die Steuerungseinrichtung die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung sowie die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung gleichzeitig auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung steuert, können die Einstellungen für den Bildschwärzgrad gleichzeitig in einem weiteren Bereich ausgeführt werden. Selbst wenn eine Röntgenröhre mit kleinem Nennstrom und niedriger Nennspannung verwendet wird,

ist es daher möglich, ein deutliches Bild mit einem größeren Dynamikbereich zu erhalten.

Beim Gerät nach Anspruch 6 ist wiederum die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung zum Einstellen der Antriebsgeschwindigkeit der Antriebsquelle vorhanden. Da die Steuerungseinrichtung gleichzeitig die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung, die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung sowie die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung steuert, können die Einstellvorgänge für den Bildschwärzgrad gleichzeitig in einem noch weiteren Bereich ausgeführt werden.

Beim Gerät gemäß Anspruch 7 ist ebenfalls die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung vorhanden, und die Steuerungseinrichtung ist so ausgebildet, daß sie gleichzeitig die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung und die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung steuern kann. Daher kann die Einstellung des Bildschwärzgrads in einem weiteren Bereich ausgeführt werden.

Andere und weitere Aufgaben, Merkmale und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung unter Bezugnahme auf die Zeichnungen deutlicher.

Fig. 1 ist eine teilgeschnittene, perspektivische Ansicht, die ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Röntgenbildgeräts zeigt.

Fig. 2 ist ein Blockdiagramm, das das Röntgenbildgerät von Fig. 1 symbolisch zeigt.

Fig. 3 ist ein Schaltbild, das Beispiele einer Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung und eine Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom beim Röntgenbildgerät gemäß Fig. 1 zeigt.

Fig. 4 ist ein Diagramm, das Ortsbahnen einer Röntgenröhre und eines Bildsensors beim Erhalten eines CT-Bilds veranschaulicht.

Fig. 5A ist ein Schaltbild, das ein Betriebsprinzip eines im Röntgenbildgerät von Fig. 1 verwendeten MOS-Sensors veranschaulicht; und Fig. 5B ist ein Kurvenbild, das Betriebszeitpunkte des MOS-Sensors zeigt.

Fig. 6 ist eine Schnittansicht, die den Aufbau des MOS-Sensors im Röntgenbildgerät von Fig. 1 zeigt.

Fig. 7 ist ein Schaltbild, das eine Treiberschaltung für den MOS-Sensor im Röntgenbildgerät gemäß Fig. 1 zeigt.

Fig. 8 ist ein zeitbezogenes Diagramm, das den Betrieb der MOS-Sensor-Treiberschaltung gemäß Fig. 7 veranschaulicht.

Fig. 9 ist ein Flußdiagramm, das den Betrieb der Einstellung des Bildschwärzgrads im Röntgenbildgerät von Fig. 1 veranschaulicht.

Fig. 10 ist ein schematisches Diagramm, das die Ortsbahnen einer Röntgenröhre und eines Bildsensors bei einem Panorama-Röntgentomographiegerät zeigt, das ein anderes Beispiel eines erfindungsgemäßen Röntgenbildgeräts ist.

Fig. 11 ist ein Diagramm, das Ortsbahnen einer Röntgenröhre und eines Bildsensors bei einem linearen Röntgenbildgerät zeigt, das ein anderes Beispiel eines erfindungsgemäßen Röntgenbildgeräts ist; und

Fig. 12 ist ein Diagramm, das Ortsbahnen einer Röntgenröhre und eines Bildsensors bei einem anderen Beispiel eines linearen Röntgenbildgeräts veranschaulicht.

Nun werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen nachfolgend bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung beschrieben.

Gemäß Fig. 1 weist das veranschaulichte Röntgenbildgerät einen Geräterahmen 2 auf. Dieser Geräterahmen 2 verfügt über einen Sockel 4, der auf einen Boden aufzustellen

ist, und auf diesem Sockel 4 ruht eine Säule 6. Die Säule 6 erstreckt sich ausgehend vom Sockel 4 im wesentlichen rechtwinklig zu diesem nach oben. An der Säule 6 ist ein Hubrahmen 8 so angebracht, daß er vertikal verstellbar ist. Am Hubrahmen 8 ist über einen Trägerpositions-Einstellmechanismus 10 eine Kinnstütze 12 so angebracht, daß ihre Position wahlfrei einstellbar ist. Auf dem Sockel 4 steht ein Stuhl 14 für einen Patienten. Der Patient sitzt als Objekt auf dem Stuhl 14, und sein Kinn ruht auf der Kinnstütze 12, so daß ein abzubildender Ort in einem Bildaufnahmebereich des Röntgenbildgeräts liegt. Danach wird ein Röntgenbild-Aufnahmevorgang für einen vorbestimmten Ort auf eine später beschriebene Weise ausgeführt. Obwohl es nicht deutlich dargestellt ist, kann die Position der Kinnstütze 12 in vertikaler Richtung, in Querrichtung und nach vorne und hinten mittels des Trägerpositions-Einstellmechanismus 10 eingestellt werden.

Am oberen Endabschnitt des Hubrahmens 8 ist ein horizontaler Arm 16 vorhanden, der sich nach vorne oder in Fig. 1 nach rechts unten erstreckt. Am Vorderendabschnitt des Arms 16 ist eine Trägereinrichtung 18 angebracht. Zwischen den horizontalen Arm 16 und den Trägermechanismus 18 ist ein Ebenenverstellmechanismus 20 eingefügt. Dieser Mechanismus 20 umfaßt einen X-Achse-Tisch, der nach vorne und hinten (Richtung von rechts unten nach links oben in Fig. 1) in bezug auf den horizontalen Arm 16 verstellbar ist, sowie einen Y-Achse-Tisch, der in Querrichtung (von links unten nach rechts oben in Fig. 1) rechtwinklig zur Richtung nach vorne und hinten verstellbar ist. Am Vorderendabschnitt des Ebenenverstellmechanismus 20 ist eine Drehachse 22 (siehe Fig. 2) drehbar gelagert. Der Trägerabschnitt 18 ist an der Drehachse 22 angebracht. Sie verfügt über einen Tragarm 24, der sich in einer vorbestimmten Richtung erstrecken kann. Der mittlere Abschnitt des Tragarms 24 ist an der Drehachse 22 befestigt. Ein erster Montageabschnitt 26, der nach unten ausgefahren werden kann, ist einstückig mit einem Endabschnitt des Tragarms 24 vorhanden. Eine als Röntgenquelle dienende Röntgenröhre 28 und eine Primärschlitzeinrichtung 30 sind am ersten Montageabschnitt 26 angeordnet. Die Primärschlitzeinrichtung 30 ist benachbart zur Röntgenröhre 28 vor dieser angeordnet. Ein zweiter Montageabschnitt 32, der nach unten ausgefahren werden kann, ist einstückig mit dem anderen Endabschnitt des Tragarms 24 vorhanden. Am zweiten Montageabschnitt 22 ist eine Röntgenbild-Aufnahmeeinheit 34 angebracht, die über eine Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung zum Erfassen von von der Röntgenröhre 28 emittierter Röntgenstrahlung verfügt. Beim Ausführungsbeispiel besteht die Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung aus einem Bildsensor 38 (siehe Fig. 2). In der Röntgenbild-Aufnahmeeinheit 34 ist eine Sekundärschlitzeinrichtung 40 (siehe Fig. 2), die der Röntgenröhre 28 gegenübersteht, benachbart zum Bildsensor 38 vor diesem angeordnet.

Gemäß Fig. 2 in Verbindung mit Fig. 1 wird das einem Röntgenbild-Aufnahmevorgang zu unterziehende Objekt zwischen der Röntgenröhre 28 und dem Bildsensor 38 plazierte. Das Objekt wird durch von der Röntgenröhre 28 emittierte Röntgenstrahlung beleuchtet. Die Primärschlitzeinrichtung 30 beschränkt die Breite und die Höhe der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung, um dadurch zu verhindern, daß überflüssige Röntgenstrahlung zum Objekt emittiert wird. Röntgenstrahlung, die durch das Objekt gelaufen ist, wird durch den Bildsensor 38 erfaßt. Die Sekundärschlitzeinrichtung 40 beschränkt die Breite und Höhe der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung, um dadurch zu verhindern, daß überflüssige Röntgenstrahlung in den Bildsensor 38 eintritt. Vorzugsweise weisen die Schlitze der Primär- und der Sekundärschlitzeinrichtung 30

bzw. 40, wie sie für einen Röntgenbild-Aufnahmevorgang ausgewählt werden, ähnliche Formen auf, und der Schlitz der Sekundärschlitzeinrichtung 40 wird so eingestellt, daß er geringfügig größer als der der Primärschlitzeinrichtung 30 ist. Wenn durch das Röntgenbildgerät ein CT-Teilbild zu erhalten ist, werden die Öffnungen der Schlitze der Primär- und der Sekundärschlitzeinrichtung 30 bzw. 40 auf rechteckige oder quadratische Form eingestellt.

Als nächstes wird unter hauptsächlichlicher Bezugnahme auf Fig. 2 der Grundaufbau des Röntgenbildgeräts beschrieben. Ein eine Antriebsquelle bildender Antriebsmotor 42 ist antreibend mit der Drehachse 22 verbunden. Der Antriebsmotor 42 ist mit einer Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 versehen, die zum Einstellen der Drehzahl des Motors dient. Z. B. besteht die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 aus einer Stromänderungsschaltung, die die Stärke des dem Antriebsmotor 42 zugeführten Stroms ändert. Die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 kann die Drehzahl des Antriebsmotors 42, d. h. die Drehzahl des Tragarms 24, einstellen, was später beschrieben wird. Die Röntgenröhre 28 ist auch mit einer Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom sowie einer Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung versehen. Z. B. besteht die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom aus einer Stromänderungsschaltung, die die Stärke des der Röntgenröhre 28 zugeführten Stroms ändert, so daß die Stärke des der Röntgenröhre 28 zugeführten Stroms und damit die Intensität der von ihr emittierten Röntgenstrahlung durch diese Einstelleinrichtung 46 geändert werden kann. Die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung besteht aus einer Spannungsänderungsschaltung, die die Höhe der an die Röntgenröhre 28 angelegten Spannung ändert, so daß die Höhe der an die Röntgenröhre 28 angelegten Spannung und damit die Intensität und Qualität der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung durch diese Einstelleinrichtung 48 eingestellt werden kann.

Z.B. können die Stromänderungsschaltung und die Spannungsänderungsschaltung so aufgebaut sein, wie es in Fig. 3 dargestellt ist. Ein Hochspannungstransformator 45 und ein Heiztransformator 47 sind mit der Röntgenröhre 28 verbunden. Die Primärseite des Hochspannungstransformators 45 ist über einen Regelungs transistor 51, der die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung bildet, mit einer Wechselspannungsquelle 53 verbunden. Die Primärseite des Heiztransformators 47 ist über einen Regelungs transistor 55, der die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom bildet, mit der Wechselspannungsquelle 53 verbunden. Zwischen den Regelungs transistoren 51 und 55 ist ein Spannungsschalter 57 geschaltet. Ein von der Steuerungseinrichtung 60 an eine D/A-Umsetzeinrichtung 64 geliefertes Signal sorgt für eine Basisvorspannung (Leitwinkel) jedes der Regelungs transistoren 51 und 55, um dadurch eine Regelung für den Hochspannungstransformator 45 und den Heiztransformator 47 auszuführen. Die Verwendung derartiger Schaltungen ermöglicht es, die angelegte Spannung und den Heizstrom der Röntgenröhre 28 zu ändern, wodurch die Röhrenspannung und der Röhrenstrom der Röntgenröhre 28 gleichzeitig geregelt werden können. Die Regelung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms der Röntgenröhre 28 ist z. B. im Dokument JP-B2-2-47839 (1990) beschrieben, weswegen hier eine detaillierte Beschreibung weggelassen wird.

Wenn durch das Röntgenbildgerät ein CT-Teilbild zu erhalten ist, werden die Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38 so verstellt, wie es in Fig. 4 dargestellt ist. Genauer gesagt, wird bei einem Prozeß zum Erzeugen eines CT-Teilbilds ein Bereich von z. B. ungefähr 50 mm, der zentrisch

zum Mittelpunkt P (der Mittelpunkt P fällt mit der Mittelachse der Drehachse 22 zusammen) einer Linie 50 liegt, die die Röntgenröhre 28 mit dem Bildsensor 38 verbindet, wie in Fig. 4 dargestellt, als Bildaufnahmebereich 52 verwendet. Während des Aufnahmeprozesses für ein CT-Teilbild wird der Mittelpunkt P nicht verändert. Die Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38 werden gemeinsam mit vorbestimmter Drehgeschwindigkeit um 360° in z. B. Uhrzeigerichtung, wie durch den Pfeil 54 gekennzeichnet, um den Mittelpunkt P gedreht. Als Ergebnis der Drehung wird ein Bild in allen Richtungen oder über 360° für den abzubildenden Ort, der im Bildaufnahmebereich 52 liegt, erhalten. Beim Ausführungsbeispiel fällt, da die Primärschlitzeinrichtung 30 eine rechteckige oder quadratische Schlitzöffnung bildet, Röntgenstrahlung von der Röntgenröhre 28 in Form einer Pyramide oder einer regelmäßigen Viereckpyramide auf den Bildaufnahmebereich 52. Der Bildsensor 38 erzeugt mit Intervallen eines Grads in der durch den Pfeil 54 gekennzeichneten Drehrichtung ein Signal für ein jeweils entsprechendes Bild, so daß 360 Bildern entsprechende Signale als Ergebnis der Umdrehung um 360° erzeugt werden. Wenn ein CT-Bild mit höherer Genauigkeit zu erhalten ist, wird das Bildaufnahmeintervall feiner (auf z. B. $0,5^\circ$) eingestellt.

Es wird erneut auf Fig. 2 Bezug genommen, gemäß der ein vom Bildsensor 38 erfaßtes Bildsignal auf die folgende Weise verarbeitet wird. Der Bildsensor 38 umfaßt eine Verstärkungs-Einstellschaltung 56, die eine Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung bildet. Das vom Bildsensor 38 erfaßte Bildsignal wird durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 einer Einstellung des Ausgangspegels unterzogen. Genauer gesagt, wird, wenn der Pegel des vom Bildsensor 38 ausgegebenen Bildsignals niedrig ist, derselbe erhöht, während er dann, wenn der Pegel des Bildsignals hoch ist, verringert wird, so daß die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ein Bildsignal mit einem Pegel in einem vorbestimmten Bereich ausgibt. Wenn die durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ausgeführte Einstellung den Pegel des Bildsignals nicht im vorbestimmten Bereich halten kann, wird der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ausgegebenen Bildsignals durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung sowie ferner durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 eingestellt, wie dies später beschrieben wird.

Das von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 des Bildsensors ausgegebene Bildsignal wird an die A/D-Umsetzeinrichtung 58 geliefert und dann in dieser in ein digitales Signal umgesetzt. Das Bildsignal, das in ein digitales Signal umgesetzt wurde, wird an die Steuerungseinrichtung 60 geliefert. Die Steuerungseinrichtung 60 kann aus einem Mikroprozessor oder dergleichen bestehen. In Zusammenhang mit der Steuerungseinrichtung 60 ist eine Speichereinrichtung 62 vorhanden, die z. B. aus einem RAM besteht. Die Bildinformation, die digitale Umsetzung erfahren hat, wird zusammen mit Bildaufnahmeinformation (z. B. Bildaufnahmewinkel-Information) in die Speichereinrichtung 62 eingespeichert. Die Steuerungseinrichtung 60 überprüft die in digitale Werte umgesetzte Bildinformation, um zu erkennen, ob sie innerhalb eines geeigneten Pegelbereichs liegt oder nicht, d. h., ob der Signalpegel eines Teils der Bildinformation oder der gesamten Bildinformation höher als ein erster vorbestimmter Pegel liegt, der sich nahe an der Sättigung befindet, oder niedriger als ein zweiter vorbestimmter Pegel, bei dem kaum ein Signal erfaßt wird. Wenn der Signalpegel höher als der erste vorbestimmte Pegel (oder niedriger als der zweite vorbestimmte Pegel) ist, erzeugt die Steuerungseinrichtung 60 ein Schwarzegrad-Einstellsignal zum Erhöhen (oder Verringern) des Schwarzegrads des Bilds. Das

Schwarzegrad-Einstellsignal wird an eine D/A-Umsetzeinrichtung 64 geliefert, die das Schwarzegrad-Einstellsignal in ein analoges Signal umsetzt. Das in einen analogen Wert umgesetzte Schwarzegrad-Einstellsignal wird an die Verstärkungs-Einstellschaltung 56, die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom, die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung oder die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 geliefert, wie dies später beschrieben wird. Auf diese Weise wird ein Röntgenbild für den Bereich von 360° in die Speichereinrichtung 62 gespeichert.

Nach dem Röntgenbild-Aufnahmevorgang wird eine Operationseinrichtung 66 betrieben, um ein CT-Teilbild zu erhalten. Dann wird die in der Speichereinrichtung 62 abgespeicherte Bildinformation ausgelesen, und die Steuerungseinrichtung 60 führt für die ausgelesene Bildinformation eine CT-Bildverarbeitung aus. Als Ergebnis dieser Bildverarbeitung wird ein CT-Bild erhalten. Das erhaltene CT-Bild wird an eine Vollbildspeicher-Vorrichtung 68 geliefert. Das Ausgangssignal der Vollbildspeicher-Vorrichtung wird durch eine D/A-Umsetzeinrichtung 70 in ein analoges Signal umgesetzt und dann an eine Monitoreinrichtung 72 geliefert, die eine Anzeigevorrichtung sein kann und die das erhaltene CT-Bild anzeigt.

Vorzugsweise kann als Bildsensor 38 ein MOS-Bildsensor verwendet werden. Als nächstes wird unter Bezugnahme auf Fig. 5 das Betriebsprinzip eines MOS-Bildsensors beschrieben.

Gemäß Fig. 5A setzt eine ein Lichtaufnahmepixel bildende Photodiode PD eintretendes Licht in ein elektrisches Signal um. Ein aus einem MOSFET bestehender Schalter SW ist in Reihe zur Photodiode PD geschaltet. Dieser Schalter ist auch mit dem invertierenden Eingang eines Operationsverstärkers Q1 verbunden. Mit dem Operationsverstärker Q1 ist ferner ein Rückkopplungswiderstand R1 so verbunden, daß eine Strom/Spannung-Umsetzschaltung gebildet ist, wodurch ein Eingangsstrom in ein Spannungssignal umgesetzt wird, das ausgegeben wird. An den nicht invertierenden Anschluß des Operationsverstärkers Q1 wird eine Spannung V1 gegen Masse (GND) angelegt.

Gemäß Fig. 5B öffnet der Schalter SW, wenn ein positiver Leseimpuls RD an das Gate desselben angelegt wird, und die Photodiode PD wird in Sperrichtung vorgespannt, so daß die Übergangskapazität C1 durch eine vorbestimmte Ladungsmenge geladen wird. Dann wird der Schalter SW geschlossen. Wenn Licht während einer Ansammlungsperiode eindringt, wird dafür gesorgt, daß die Ladungen der Kapazität durch Ladungen aufgrund des Lichteinfalls entladen werden, weswegen sich das Kathodenpotential der Photodiode PD allmählich dem Massepotential nähert. Die Menge der entladenen Ladungen nimmt proportional zur Menge einfallenden Lichts zu. Wenn dann ein Leseimpuls RD an das Gate des Schalters SW angelegt wird, wodurch dieser öffnet, werden Ladungen, die denjenigen entsprechen, wie sie während der Ansammlungsperiode entladen wurden, über den Rückkopplungswiderstand R1 zugeführt, und die Photodiode PD wird in den in Sperrichtung vorgespannten Zustand zurückgeführt, um so initialisiert zu sein. Dabei wird durch den Ladestrom am Rückkopplungswiderstand R1 eine Potentialdifferenz erzeugt. Diese Potentialdifferenz wird vom Operationsverstärker Q1 als Spannungssignal ausgegeben. Der Ladestrom entspricht dem durch den Lichteinfall bedingten Entladestrom, weswegen die Menge des eingefallenen Lichts auf Grundlage der Ausgangsspannung erfaßt werden kann.

Fig. 6 ist eine Schnittansicht, die die Konfiguration des Röntgenbildsensors 38 zeigt. Optische Faserelemente (FOP) 84, durch die ein optisches Bild übertragen wird, sind auf ei-

nem MOS-Bildsensor 82 angeordnet, in dem Photodioden PD zweidimensional angeordnet sind. Auf den optischen Faserelementen 84 ist eine Szintillatorschicht 86 angeordnet, die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht wandelt. Das Bild der Röntgenstrahlung, die durch ein Objekt gelaufen ist, wird durch die Szintillatorschicht 86 in sichtbares Licht gewandelt. Das Bild des sichtbaren Lichts wird durch die optischen Faserelemente 84 übertragen und dann als solches durch den MOS-Bildsensor 82 einer photoelektrischen Wandlung unterzogen.

Fig. 7 zeigt eine Treiberschaltung für den MOS-Bildsensor 82. Die als Lichtempfangspixel dienenden Photodioden PD sind mit einer Matrix von m Zeilen auf n Spalten angeordnet. Die Übergangskapazität C1 ist für alle Photodioden PD parallelgeschaltet, und der Leseschalter SW ist in Reihe zu jeder Photodiode PD geschaltet. Mit den Gates der Schalter SW ist eine Adressenauswählschaltung SL verbunden. Eine Photodiode PD, von der Bildinformation auszulesen ist, wird auf Grundlage eines Signals von der Steuerungseinrichtung 60 ausgelesen.

Die Ausgänge der Schalter SW jeder Zeile sind miteinander verbunden, und sie sind auf einen entsprechenden von Operationsverstärkern Q1 geführt, die die Strom/Spannungs-Umsetzschaltung bilden. Das Ausgangssignal des Operationsverstärkers Q1 wird durch eine Abtast-Halte(S/H)-Schaltung abgetastet. Jede Abtast-Halte-Schaltung ist mit einem Schalter SWb verbunden, der durch ein m-stufiges Schieberegister SR geschlossen und geöffnet wird. Die Schalter SWb werden sequentiell geschlossen und geöffnet, so daß die abgetasteten Signale als zeitserielles Signal über die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 und die A/D-Umsetzungseinrichtung 58 an die Steuerungseinrichtung 60 geliefert werden.

Fig. 8 ist ein zeitbezogenes Diagramm, das die Funktion der Treiberschaltung von Fig. 7 veranschaulicht. Nachfolgend wird ein Beispiel beschrieben, bei dem als Adressenauswählschaltung SL ein Schieberegister verwendet ist. Diese Adressenauswählschaltung SL wird durch einen von der Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Startimpuls aktiviert, und sie gibt aufeinanderfolgend einen Leseimpuls RD1 für die erste Spalte, einen Leseimpuls RD2 für die zweite Spalte, . . . einen Leseimpuls RDn für die Spalte n synchron mit einem Lesetakt-Impulssignal aus, wie es von der Steuerungseinrichtung 60 geliefert wird.

Wenn z. B. der Leseimpuls RD1 für die erste Spalte an die Gates der Schalter SW der ersten Spalte gelegt wird, werden Ladungen, die der Menge einfallenden Lichts bezüglich der Photodioden PD in der ersten Spalte entsprechen, ausgelesen, und die Operationsverstärker Q1 geben Spannungssignale aus. Den Abtast-Halte-Schaltungen wird ein Abtastimpuls SP zugeführt, so daß das Ausgangssignal des Operationsverstärkers Q1 zum Zeitpunkt des Spitzenwerts abgetastet wird. Die abgetasteten Signale werden an die Schieberegister SR gelegt und durch ein Verschiebetaktsignal CK, das aus m Impulsen besteht, übertragen, bis der nächste Abtastimpuls SP zugeführt wird, um als Bildsignal für eine Abtastzeile ausgegeben zu werden. Auch hinsichtlich der zweiten und der folgenden Spalten werden, auf ähnliche Weise wie vorstehend beschrieben, Signale für m Zeilen parallel durch einen Leseimpuls ausgelesen, und durch das Schieberegister SR wird ein zeitserielles Signal für eine Abtastzeile aufgebaut. Derartige MOS-Bildsensoren können elektrisch miteinander verbunden werden, um zwei oder drei oder mehr Stufen zu bilden.

Als nächstes wird unter hauptsächlichlicher Bezugnahme auf die Fig. 2, 4 und 9 die Funktion der von der Steuerungseinrichtung 60 ausgeführten Einstellung zum Bildschwärzegrad beschrieben. Während des Röntgenbild-Aufnahmeprozesses

wird der Bildschwärzegrad entsprechend dem in Fig. 9 dargestellten Flußdiagramm eingestellt. In einem Schritt S1 wird das Bildsignal vom Bildsensor 38 über die A/D-Umsetzungseinrichtung 58 an die Steuerungseinrichtung 60 geliefert. In dieser Steuerungseinrichtung 60 wird beurteilt, ob der Pegel des Bildsignals innerhalb des vorbestimmten Bereichs liegt oder nicht. Wenn sich das Bildsignal innerhalb des vorbestimmten Bereichs befindet, d. h., wenn der Signalpegel eines Teils der vom Bildsensor 38 erfaßten Bildinformation, oder der gesamten, niedriger als der erste vorbestimmte Pegel ist, der nahe an der Sättigung liegt, oder höher als der zweite vorbestimmte Pegel ist, der so niedrig ist, daß es schwierig ist, das Signal zu erfassen, kann die Bildinformation in angemessener Weise erfaßt werden. Daher ist es nicht erforderlich, den Bildschwärzegrad einzustellen, weswegen die Steuerung zum Schritt S1 zurückkehrt.

Wenn die Röntgenröhre 28 ausgehend von der in Fig. 4 dargestellten Stellung in der durch den Pfeil 54 gekennzeichneten Richtung so verdreht wird, daß sie z. B. einen Winkel 92 (oder 93) erreicht, wird von der Röntgenröhre 28 zum Bildaufnahmebereich 52 emittierte Röntgenstrahlung (oder von der Röntgenröhre 28 zum Bildbereich 52 emittierte Röntgenstrahlung, die in den Bildsensor 38 eintritt) durch die Halswirbelsäule 94 absorbiert, und demgemäß nimmt die Menge der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung ab, und es nimmt der Pegel des Bildsignals vom Bildsensor 38 ab. Wenn der Bildschwärzegrad gemäß dem Bildsensor 38 abnimmt und der Pegel eines Teils der Bildinformation oder der gesamten auf diese Weise niedriger als der zweite vorbestimmte Pegel ist, geht die Steuerung vom Schritt S1 zu einem Schritt S2 weiter. In diesem Schritt S2 verringert die Steuerungseinrichtung 60 den Bildschwärzegrad. Anders gesagt, erzeugt die Steuerungseinrichtung 60 ein Bildeinstellsignal für ein helleres Bild, und dieses Bildeinstellsignal wird durch die D/A-Umsetzungseinrichtung 64 in ein digitales Signal umgesetzt und dann an die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 geliefert. Wenn das Bildeinstellsignal der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 des Bildsensors 38 zugeführt wird, wird ihre Verstärkung erhöht, und der Pegel des vom Bildsensor 38 gelieferten Bildsignals wird erhöht. Infolgedessen wird der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ausgegebenen Signals automatisch auf den vorbestimmten Bereich eingestellt, in dem ein geeignetes Bild erhalten werden kann.

Wenn die Bildempfindlichkeit des Bildsensors 38 auf diese Weise eingestellt wurde, geht die Steuerung zu einem Schritt S3 weiter. Im Schritt S3 wird beurteilt, ob die Einstellung der Bildempfindlichkeit des Bildsensors 38 der erforderlichen Einstellung genügt oder nicht. Wenn die Einstellung der Bildempfindlichkeit des Bildsensors 38 den Erfordernissen genügt, kehrt die Steuerung vom Schritt S3 zum Schritt S1 zurück. Wenn dagegen die Röntgenröhre 28 im Winkelbereich 92 (oder 93) weiter zum mittleren Teil des Bereichs läuft und von der Röntgenröhre 28 emittierte Röntgenstrahlung durch die Halswirbelsäule 94 noch stärker absorbiert wird, kann die Verstärkungseinstellung durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 eine Korrektur des Bildschwärzegrads nicht in ausreichender Weise ausführen, was zur Folge hat, daß der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 an die Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Signals trotz der Einstellung durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 niedriger als der zweite vorbestimmte Pegel wird. Wenn der Pegel auf diese Weise abnimmt, geht die Steuerung vom Schritt S3 zu einem Schritt S4 weiter, in dem die Steuerungseinrichtung 60 ein Bildeinstellsignal zum Verringern des Bildschwärzegrads erzeugt, das durch die D/A-Umsetzungseinrichtung 64 in ein digitales Signal umge-

setzt wird und dann an die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung geliefert wird. Die Zufuhr des Bildeinstellsignals bewirkt, daß die Stärke des der Röntgenröhre 28 zugeführten Stroms zunimmt und die an die Röntgenröhre 28 gelegte Spannung erhöht wird, so daß die Intensität der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung erhöht ist, wodurch die Menge der in den Bildsensor 28 eintretenden Röntgenstrahlung zunimmt. Im Ergebnis steigt der Pegel des Bildsignals, wie es vom Bildsensor 38 der Steuerungseinrichtung 60 zugeführt wird, an, und der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ausgegebenen Signals wird automatisch auf den vorbestimmten Bereich eingestellt, in dem geeignete Bilder erhalten werden können.

Wenn die Intensität der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung auf diese Weise eingestellt wurde, geht die Steuerung zu einem Schritt S5 weiter. Im Schritt S5 wird beurteilt, ob die Einstellung der Röntgenintensität im Schritt S4 der erforderlichen Einstellung genügt hat oder nicht. Wenn die obenbeschriebene Einstellung der Röntgenintensität den Erfordernissen genügt, kehrt die Steuerung vom Schritt S5 zum Schritt S1 zurück. Wenn dagegen die Röntgenröhre 28 im Winkelbereich 92 (oder 93) weiter in die Nähe des mittleren Teils des Bereichs läuft und der größte Teil der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung von der Halswirbelsäule 94 absorbiert wird, können die Verstärkungseinstellung durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 sowie die Einstellung der Röntgenintensität durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung keine ausreichende Korrektur des Bildschwärzegrads ausführen, was zur Folge hat, daß der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 an die Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Signals trotz der genannten Einstellungen niedriger als der zweite vorbestimmte Pegel wird. Wenn der Pegel auf diese Weise abnimmt, geht die Steuerung vom Schritt S5 auf einen Schritt S6 weiter, in dem die Steuerungseinrichtung 60 erneut ein Bildeinstellsignal zum Verringern des Bildschwärzegrads erzeugt, das durch die D/A-Umsetzeinrichtung 64 in ein digitales Signal umgesetzt wird und dann an die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 geliefert wird. Die Zufuhr des Bildeinstellsignals bewirkt, daß die Stärke des von der Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 an den Antriebsmotor 42 gelieferten Stroms verringert wird, d. h., daß die Drehgeschwindigkeit der Röntgenröhre 28 des Bildsensors 38 verringert wird, wodurch die Menge der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung zunimmt. Im Ergebnis steigt der Pegel des vom Bildsensor 38 gelieferten Bildsignals an, und der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 ausgegebenen Signals wird automatisch auf den vorbestimmten Bereich eingestellt, in dem ein geeignetes Bild erhalten werden kann.

Wenn die Drehzahl des Antriebsmotors 42 auf diese Weise eingestellt wurde, geht die Steuerung zu einem Schritt S7 weiter. Im Schritt S7 wird beurteilt, ob die Einstellung der Drehzahl des Antriebsmotors 42 im Schritt S6 in ausreichender Weise der erforderlichen Einstellung genügt. Wenn die obenbeschriebene Drehzahleinstellung des Antriebsmotors 42 den Erfordernissen in ausreichender Weise genügt, kehrt die Steuerung vom Schritt S7 zum Schritt S1 zurück. Wenn dagegen eine Anomalität auftritt, können die Verstärkungseinstellung durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56, die Einstellung der Röntgenintensität durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung sowie die Einstellung der Antriebsgeschwindig-

keit durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 eine Korrektur des Bildschwärzegrads nicht in ausreichender Weise ausführen, was zur Folge hat, daß der Pegel des von der Verstärkungs-Einstellschaltung 56 an die Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Signals trotz der von den genannten Einstelleinrichtungen ausgeführten Einstellungen niedriger als der zweite vorbestimmte Pegel wird. In diesem Fall geht die Steuerung vom Schritt S7 auf einen Schritt S8 weiter, in dem die Steuerungseinrichtung 60 ein Warnsignal erzeugt, das an eine Hinweiseinrichtung 97 geliefert wird, die eine Hinweislampe sein kann. Wenn das Warnsignal zugeführt wird, wird die Lampe zum Leuchten gebracht, so daß die Bedienperson über die Möglichkeit informiert wird, daß sich unter den vom Bildsensor 38 erzeugten Bildern ein nicht geeignetes befinden kann.

Auf diese Weise kann der Schwärzegrad eines vom Bildsensor 38 erhaltenen Bilds automatisch eingestellt werden. Dieser Einstellvorgang wird in absteigender Reihenfolge der Ansprecheigenschaften ausgeführt, d. h. in der Reihenfolge der Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 38 durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56, derjenigen der Intensität der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung, sowie derjenigen der Drehzahl des Antriebsmotors 52 durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44. Daher kann die Einstellung des Bildschwärzegrads mit hoher Ansprechcharakteristik in einem weiteren Bereich ausgeführt werden.

Vorstehend wurde der Fall beschrieben, daß die Menge der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung als Ergebnis einer Drehung der Röntgenröhre 28 und des Bildsensors 38 in der durch den Pfeil 54 gekennzeichneten Richtung abnimmt. Im entgegengesetzten Fall, in dem die Menge der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung zunimmt (wenn die Röntgenröhre 28 den mittleren Teil des Winkelbereichs 92 oder 93 im wesentlichen durchlaufen hat und sie weiter in der durch den Pfeil 54 gekennzeichneten Richtung läuft, wodurch die Menge der durch die Halswirbelsäule 54 absorbierten Röntgenstrahlung abnimmt), wird der Bildschwärzegrad im wesentlichen auf dieselbe Weise, wie oben beschrieben, mit der Ausnahme eingestellt, daß der Pegel des vom Bildsensor 38 an die Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Bildsignals verringert wird. Genauer gesagt, wird, wenn der Pegel des vom Bildsensor 38 an die Steuerungseinrichtung 60 gelieferten Bildsignals den ersten vorbestimmten Pegel übersteigt, der Signalpegel durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 verringert, wodurch die Einstellung des Schwärzegrads so ausgeführt wird, daß der Bildschwärzegrad abnimmt. Wenn die Verstärkungseinstellung durch die Verstärkungs-Einstellschaltung 56 den Erfordernissen nicht ausreichend genügen kann, werden die Stärke des der Röntgenröhre 28 zugeführten Stroms und die Höhe der an sie angelegten Spannung durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom und die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung verringert, um dadurch die Intensität der von der Röntgenröhre 28 emittierten Röntgenstrahlung zu verringern. Wenn die durch die ebengenannten Einrichtungen ausgeführten Einstellmaßnahmen den Erfordernissen nicht in ausreichender Weise genügen können, wird die Stärke des dem Antriebsmotor 42 zugeführten Stroms durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 erhöht, wo daß die Drehzahl des Antriebsmotors 42, d. h. die Drehgeschwindigkeit der Röntgenröhre 28 und des Bildsensors 38, zunimmt, wodurch die Menge der in den Bildsensor 38 eintretenden Röntgenstrahlung abnimmt.

Vorstehend wurde ein Ausführungsbeispiel eines erfin-

dungsgemäßen Röntgenbildgeräts beschrieben. Die Erfindung ist nicht auf dieses Ausführungsbeispiel beschränkt, sondern sie kann auf verschiedene Arten modifiziert oder geändert werden, ohne vom Schutzzumfang der Erfindung abzuweichen.

Beim Ausführungsbeispiel wird die Einstellung des Bildschwärzegrads auf Grundlage des Bildsignals vom Bildsensor 38 in drei Stadien ausgeführt, nämlich Einstellung der Empfindlichkeit des Bildsensors 38, Einstellung der Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre 28 sowie Einstellung der Antriebsdrehzahl des Antriebsmotors 42. Wenn eine oder zwei dieser Einstellvorgänge den Erfordernissen ausreichend genügen können, kann die Einstellung des Bildschwärzegrads durch eine der folgenden Maßnahmen erfolgen: Einstellung der Empfindlichkeit des Bildsensors 38; Kombination der Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 38 und derjenigen der Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre 28; oder Kombination der Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 28 und der Antriebsdrehzahl gemäß der Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44.

Beim Ausführungsbeispiel erfolgen die Einstellung der Empfindlichkeit des Bildsensors 38, diejenige der Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre 28 sowie diejenige der Antriebsdrehzahl des Antriebsmotors in dieser Rangfolge. Alternativ können zwei oder drei der Einstellungen gleichzeitig ausgeführt werden. Genauer gesagt, können die Einstellungen der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 38 sowie diejenige der Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre 28 (Einstellungen der Röhrenspannung und des Röhrenstroms der Röntgenröhre) auf Grundlage des Bildsignals vom Bildsensor 38 gleichzeitig ausgeführt werden; die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 38 und die Einstellung der Antriebsdrehzahl durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 können gleichzeitig ausgeführt werden; oder die Einstellung der Bildaufnahmeempfindlichkeit des Bildsensors 38, diejenige der Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre sowie diejenige der Antriebsdrehzahl durch die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung 44 können gleichzeitig ausgeführt werden. Als Ergebnis einer derartigen gleichzeitigen Regelung ist der Einstellbereich für den Bildschwärzegrad erweitert, und es ist möglich, ein deutliches Bild selbst dann zu erhalten, wenn eine Röntgenröhre 28 mit niedriger Nennspannung oder niedrigem Nennstrom verwendet wird.

Beim Ausführungsbeispiel wird die Intensität der Röntgenstrahlung der Röntgenröhre 28 durch die Einstelleinrichtung 46 zum Einstellen des der Röntgenröhre 28 zugeführten Stroms und durch die Einstelleinrichtung 48 zum Einstellen der an die Röntgenröhre 28 angelegten Spannung eingestellt. Anstelle der durch die zwei Einrichtungen ausgeführten Einstellung kann die Einstellung entweder durch die Einstelleinrichtung 46 für den Röntgenröhrenstrom oder die Einstelleinrichtung 48 für die Röntgenröhrenspannung erfolgen.

Wenn die in Fig. 7 dargestellte Schaltung als Treiberschaltung für den Bildsensor 38 verwendet wird, ist es bevorzugt, zwischen den Operationsverstärker Q1 und die Abtast-Halte-Schaltung S/H eine Integrationsschaltung einzufügen. Die Integrationsschaltung integriert den Strom (oder die Spannung) und die Abtast-Halte-Schaltung S/H tastet den integrierten Wert ab. Das Einfügen der Integrationsschaltung sorgt dafür, daß der abgetastete Wert eine Integrationszeit enthält. Im Ergebnis kann die Empfindlichkeit des Bildsignals erhöht werden.

Beim Ausführungsbeispiel ist ein MOS-Sensor als Bildsensor 38 verwendet. Anstelle eines MOS-Sensors kann ein

Bildsensor anderer Art, wie ein CCD-Sensor, ein X.I.I. (X-ray Image Intensifier = Röntgenbildverstärker), eine X.I.-CCD-Kamera (X-ray Intensified CCD camera = CCD-Kamera mit Röntgenbildverstärkung), eine Röntgen-Festkörpervorrichtung aus Dünnschicht-Feldeffekttransistoren (FETs) oder dergleichen, oder eine Halbleiter-Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung verwendet werden.

Vorstehend ist ein Ausführungsbeispiel beschrieben, bei dem die Erfindung bei einem Röntgenbildgerät zum Erhalten eines CT-Bilds angewandt ist. Die Erfindung kann in ähnlicher Weise auch bei anderen Geräten angewandt werden, wie bei einem Röntgenbildgerät, das ein tomographisches Panoramabild und/oder ein lineares Tomographiebild erzeugt.

Fig. 10 zeigt ein Beispiel, bei dem die Erfindung bei einem Gerät zum Ausführen eines tomographischen Röntgenbild-Aufnahmeprozesses für ein Panoramazahnbild angewandt ist.

Bei diesem Gerät werden die Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38, die auf einer Trägereinrichtung angeordnet sind und so festgehalten werden, daß sie einander gegenüberstehen, während des Röntgenbild-Aufnahmeprozesses entlang dem Zahnbogen 95 des Objekts in der durch den Pfeil 54 gekennzeichneten Richtung verdreht, und das momentane Drehzentrum wird auf vorbestimmte Weise verstellt, um dadurch ein Röntgen-Tomographiebild einer gekrümmten Ebene zu erzeugen, das den Zahnbogen 55 im schraffierten Bereich enthält. Bei diesem tomographischen Röntgenbild-Aufnahmeprozess für ein Panoramazahnbild erfolgt die Drehung der Trägereinrichtung durch die Bewegung des Antriebsmotors 42, und die ebene Verstellung der Trägereinrichtung erfolgt durch nicht dargestellte Antriebsmotoren, die den X- und den Y-Achse-Tisch (nicht dargestellt) des Ebenenverstellmechanismus 20 (siehe Fig. 2) verstellen. Die obengenannte Verstellung erfolgt durch gleichzeitiges Antreiben dieser Motoren.

Auch bei einem tomographischen Röntgenbild-Aufnahmeprozess für ein Panoramabild wird, auf dieselbe Weise wie beim obenbeschriebenen Röntgen-CT-Gerät der Pegel des Bildsignals vom Bildsensor 38 im Bildaufnahmebereich 93, in dem die Halswirbelsäule 94 vorhanden ist, verringert. Daher kann der Bildschwärzegrad durch Ausführen von Regelungsvorgängen auf dieselbe Weise wie beim obenbeschriebenen Röntgen-CT-Gerät eingestellt werden.

Fig. 11 zeigt ein Beispiel, bei dem die Erfindung bei einem Röntgenbildgerät für lineare Zahnaufnahmen angewandt ist. Bei diesem Gerät nimmt die Kombination aus der Röntgenröhre 28 und dem Bildsensor 38 ein Bild in einer Ebene P in einer gewünschten Position des Objekts auf. Beim Bildaufnahme-prozeß werden die Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38 in entgegengesetzten Richtungen verstellt, wie durch Pfeile 81 gekennzeichnet, während ihr paralleler Zustand in bezug auf die Ebene P beibehalten wird. Während dieser Verstellung wird die Röntgenröhre 28 in gewünschter Weise so in bezug auf die Trägereinrichtung verstellt, daß von ihr emittierte Röntgenstrahlung durch die Ebene P läuft.

Beim Röntgenbildgerät für lineare Bilder wird der die Trägereinrichtung verdrehende Antriebsmotor 42 (siehe Fig. 2) nur zum Positionieren vor dem Röntgenbild-Aufnahmeprozess verwendet. Der Antriebsmotor der Antriebseinrichtung bei der Erfindung besteht aus einem nicht dargestellten Motor, der die Röntgenröhre 28 und den Bildsensor 38 in den Richtungen der Pfeile 81 verstellt und die Röntgenröhre 28 in bezug auf die Trägereinrichtung verdreht.

Fig. 12 zeigt ein anderes Ausführungsbeispiel, bei dem die Erfindung bei einem Röntgenbildgerät für lineare Zahnbilder angewandt ist. Bei diesem Ausführungsbeispiel wer-

den die Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38 in entgegengesetzten Richtungen verdreht, während ihre einander entgegengesetzte Stellung beibehalten wird. Während dieser Drehung strahlt von der Röntgenröhre 28 emittierte Röntgenstrahlung immer auf das Zentrum der Ebene P, und der Bildsensor 38 wird so verstellt, daß er immer seinen parallelen Zustand in bezug auf die Ebene P beibehält. Beim Ausführungsbeispiel besteht der Antriebsmotor der Antriebseinrichtung aus dem Motor 42 (siehe Fig. 2), der die Trägereinrichtung verdreht. Um dafür zu sorgen, daß der Bildsensor 38 immer parallel zur Ebene P steht, wird ein Motor oder ein mechanischer Verbindungsmechanismus verwendet, der nicht dargestellt ist.

Bei den in den Fig. 10 bis 12 dargestellten Röntgenbildgeräten können der Mechanismus zum Verstellen der Röntgenröhre 28 und der Bildsensor 38 durch eine von verschiedenen bekannten Konstruktionen realisiert sein.

Bei den obenbeschriebenen Ausführungsbeispielen besteht das Hindernis aus der Halswirbelsäule. Im Zahn- und Kieferbereich wirkt z. B. ein aus Metall gefertigter Gegenstand, wie ein Implantat, eine Krone, Silberamalgam oder eine Füllung aus einer Metallverbindung als Hindernis, das stark Röntgenstrahlung absorbiert. Selbst wenn ein derartiger eingesetzter Gegenstand vorhanden ist, kann gemäß der Erfindung ein Bildaufnahme-prozeß für deutliche Röntgenbilder ausgeführt werden.

Patentansprüche

1. Röntgenbildgerät mit:
 - einer Röntgenquelle (28) zum Erzeugen von Röntgenstrahlung;
 - einer Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) zum Erfassen von Röntgenstrahlung, die durch ein Objekt gelaufen ist, und zum Ausgeben eines Bildsignals;
 - einer Trägereinrichtung (18) zum Tragen der Röntgenquelle und der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung in solcher Weise, daß diese einander über das Objekt hinweg gegenüberstehen; und
 - einer Antriebsquelle (42) zum Verstellen der Trägereinrichtung in vorbestimmter Richtung; gekennzeichnet durch
 - eine Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56) zum Einstellen der Bildaufnahmeempfindlichkeit der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung; und
 - eine Steuerungseinrichtung (60) zum Steuern der Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung auf Grundlage des von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung ausgegebenen Bildsignals.
2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenquelle eine Röntgenröhre (28) aufweist, die mit einer Einstelleinrichtung (46) zum Einstellen des ihr zugeführten Stroms und/oder einer Einstelleinrichtung (48) zum Einstellen der an sie angelegten Spannung versehen ist, wobei diese Einstelleinrichtungen durch die Steuerungseinrichtung (60) gesteuert werden, die zunächst die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56) auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) steuert und dann die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung steuert, wenn das Bildsignal außerhalb des Einstellbereichs der Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung liegt.
3. Gerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß es ferner, hinsichtlich der Antriebsquelle (42), eine

Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung (44) zum Einstellen der Antriebsdrehzahl der Antriebsquelle aufweist, die durch die Steuerungseinrichtung (60) gesteuert wird, wobei diese zunächst die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56) auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) steuert, sie dann die Einstelleinrichtung (46) für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung (48) für die Röntgenröhrenspannung steuert, wenn das Bildsignal außerhalb des vorbestimmten Einstellbereichs der Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung liegt, und sie die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung steuert, wenn das Bildsignal außerhalb des kombinierten Einstellbereichs der Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung, der Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder der Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung liegt.

4. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es ferner, hinsichtlich der Antriebsquelle (42), eine Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung (44) zum Einstellen der Antriebsdrehzahl der Antriebsquelle aufweist, die durch die Steuerungseinrichtung (60) gesteuert wird, wobei diese zunächst die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56) auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) steuert, und sie die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung steuert, wenn das Bildsignal außerhalb des vorbestimmten Einstellbereichs der Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung liegt.

5. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenquelle eine Röntgenröhre (28) aufweist, die mit einer Einstelleinrichtung (46) zum Einstellen des ihr zugeführten Stroms und/oder einer Einstelleinrichtung (48) zum Einstellen der an sie angelegten Spannung versehen ist, und die Steuerungseinrichtung (60) gleichzeitig die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56) und die Einstelleinrichtung für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung für die Röntgenröhrenspannung auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) steuert.

6. Gerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß es ferner, hinsichtlich der Antriebsquelle (42), eine Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung (44) zum Einstellen der Antriebsdrehzahl der Antriebsquelle aufweist, wobei die Steuerungseinrichtung (60) gleichzeitig die Bildempfindlichkeits-Einstelleinrichtung (56), die Einstelleinrichtung (46) für den Röntgenröhrenstrom und/oder die Einstelleinrichtung (48) für die Röntgenröhrenspannung sowie die Antriebsgeschwindigkeits-Einstelleinrichtung auf Grundlage des Bildsignals von der Röntgenbild-Aufnahmeeinrichtung (38) steuert.

Hierzu 11 Seite(n) Zeichnungen

FIG. 2

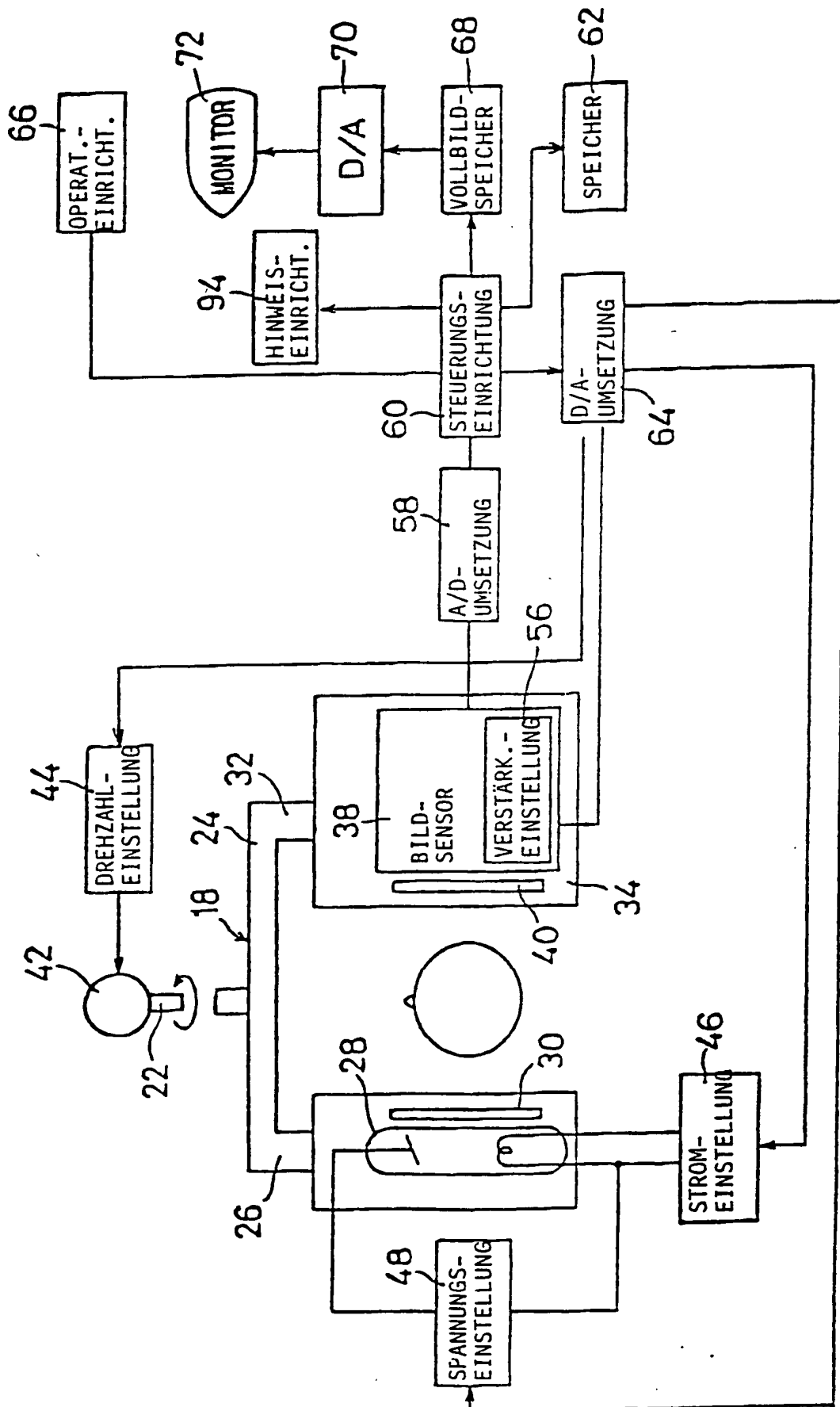


FIG. 1

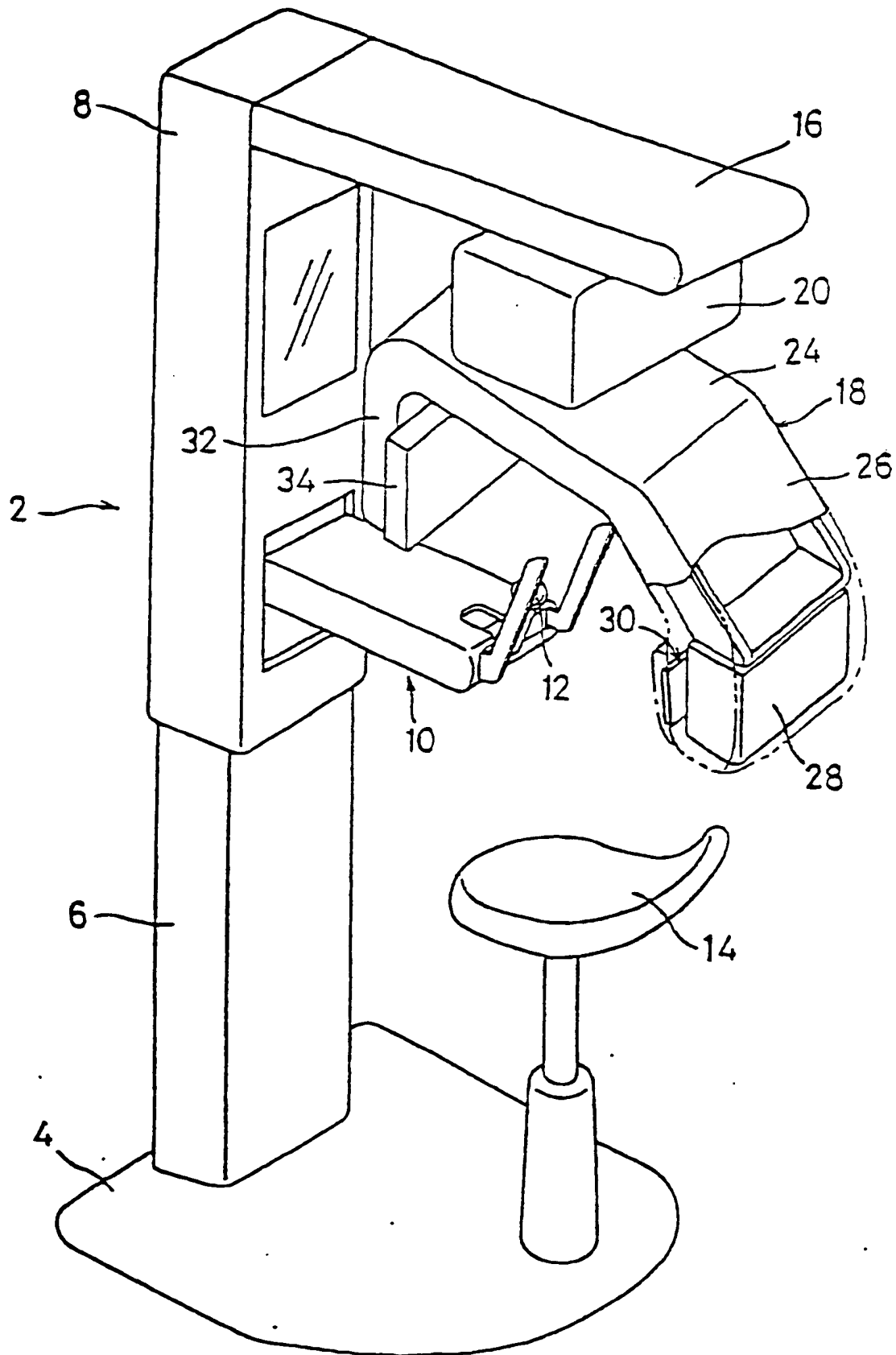


FIG. 3

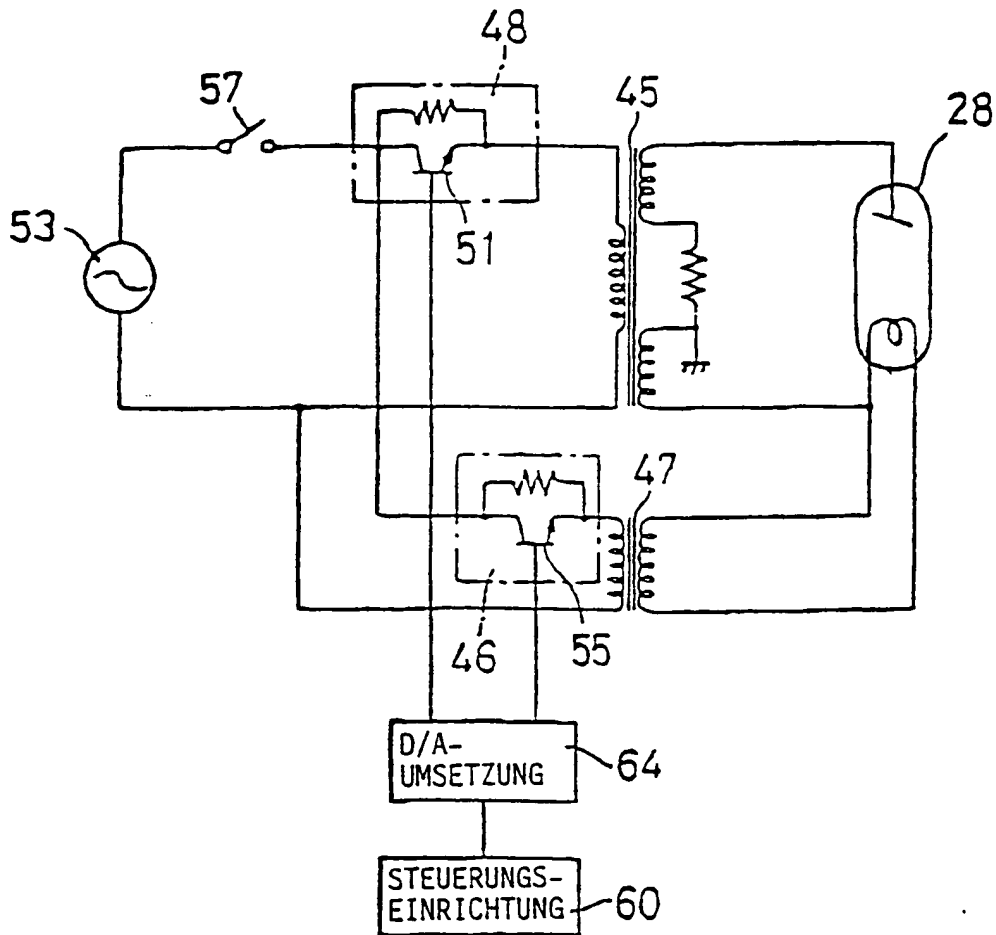


FIG. 4

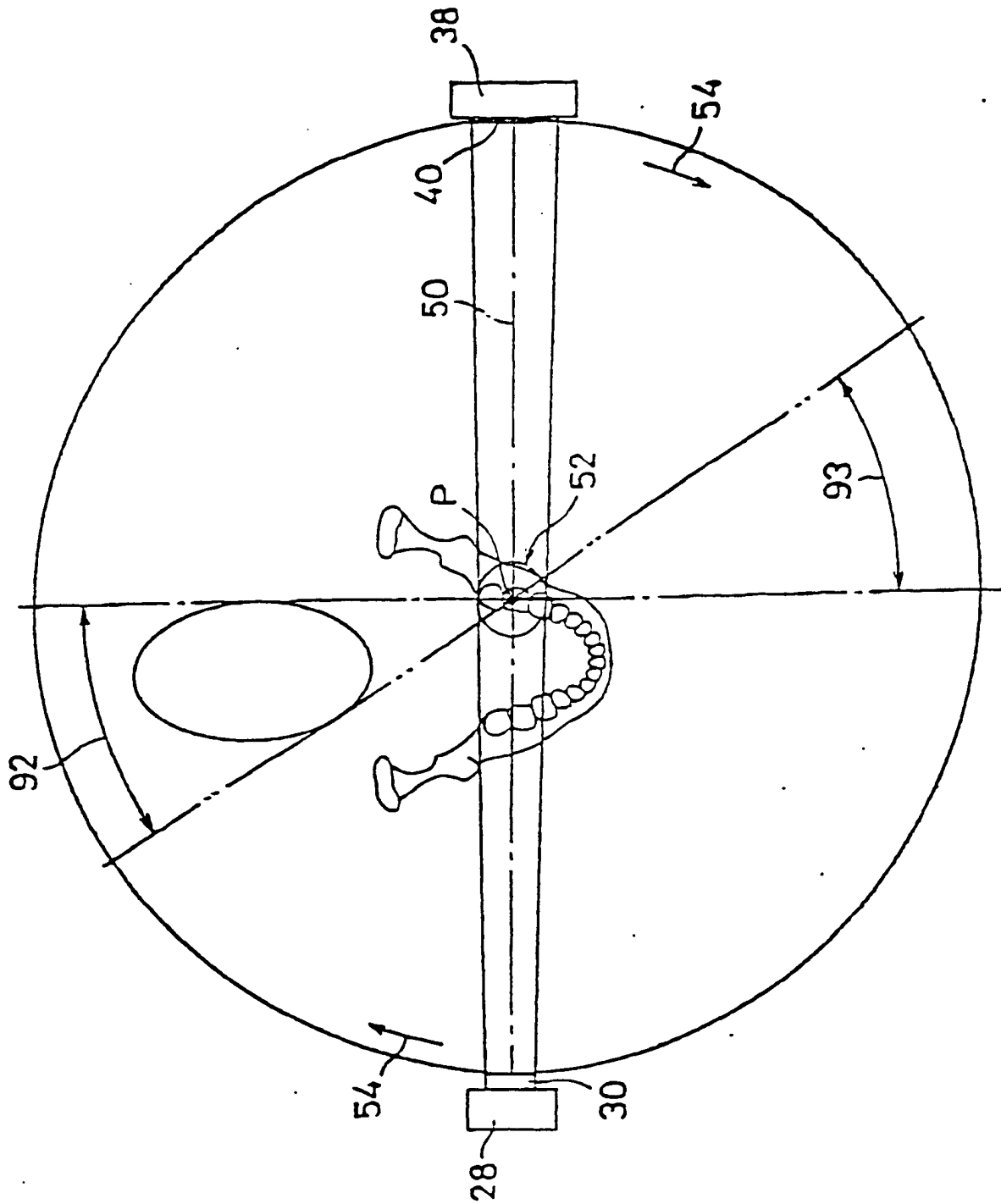


FIG. 5A

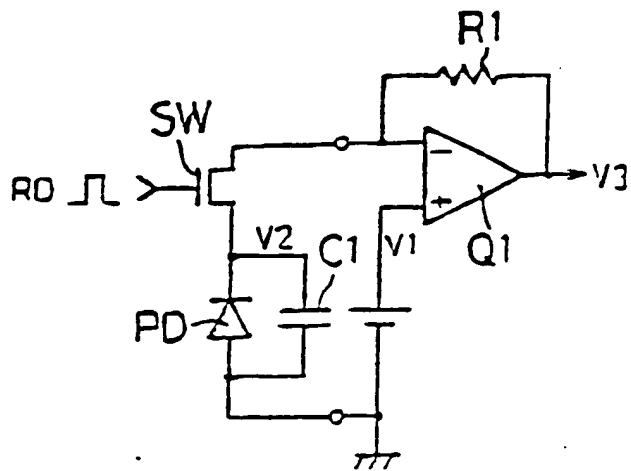


FIG. 5B

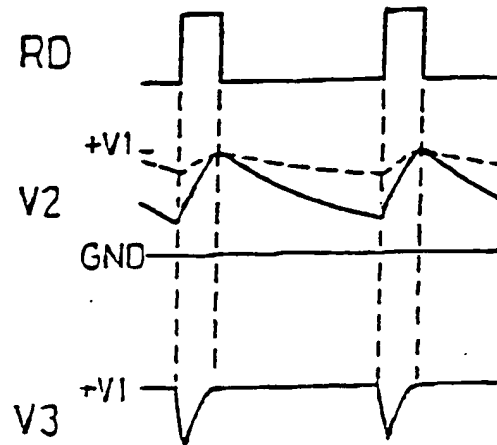


FIG. 6

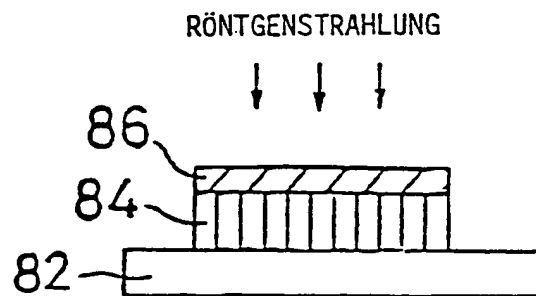


FIG. 7

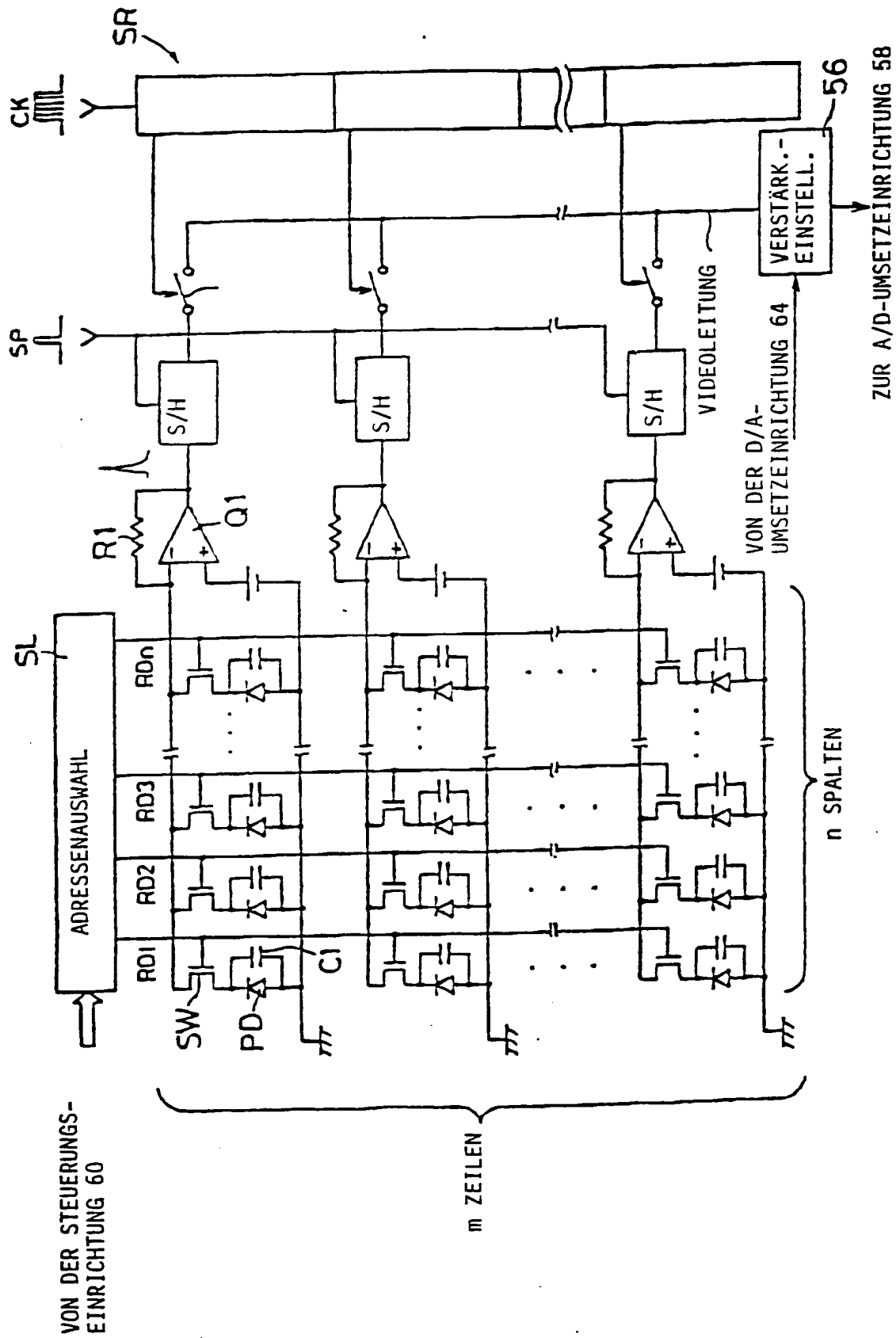


FIG. 8

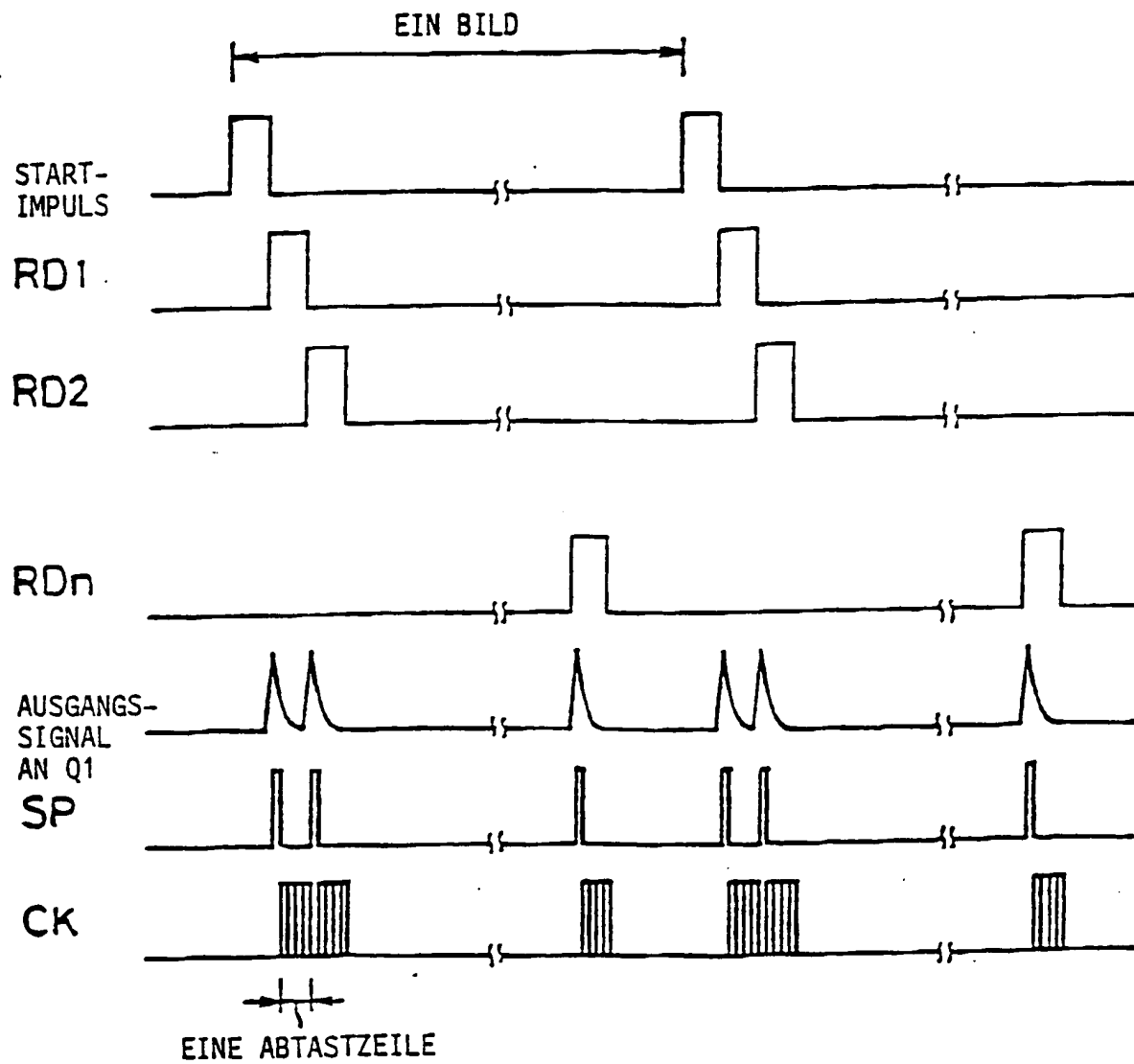


FIG. 9

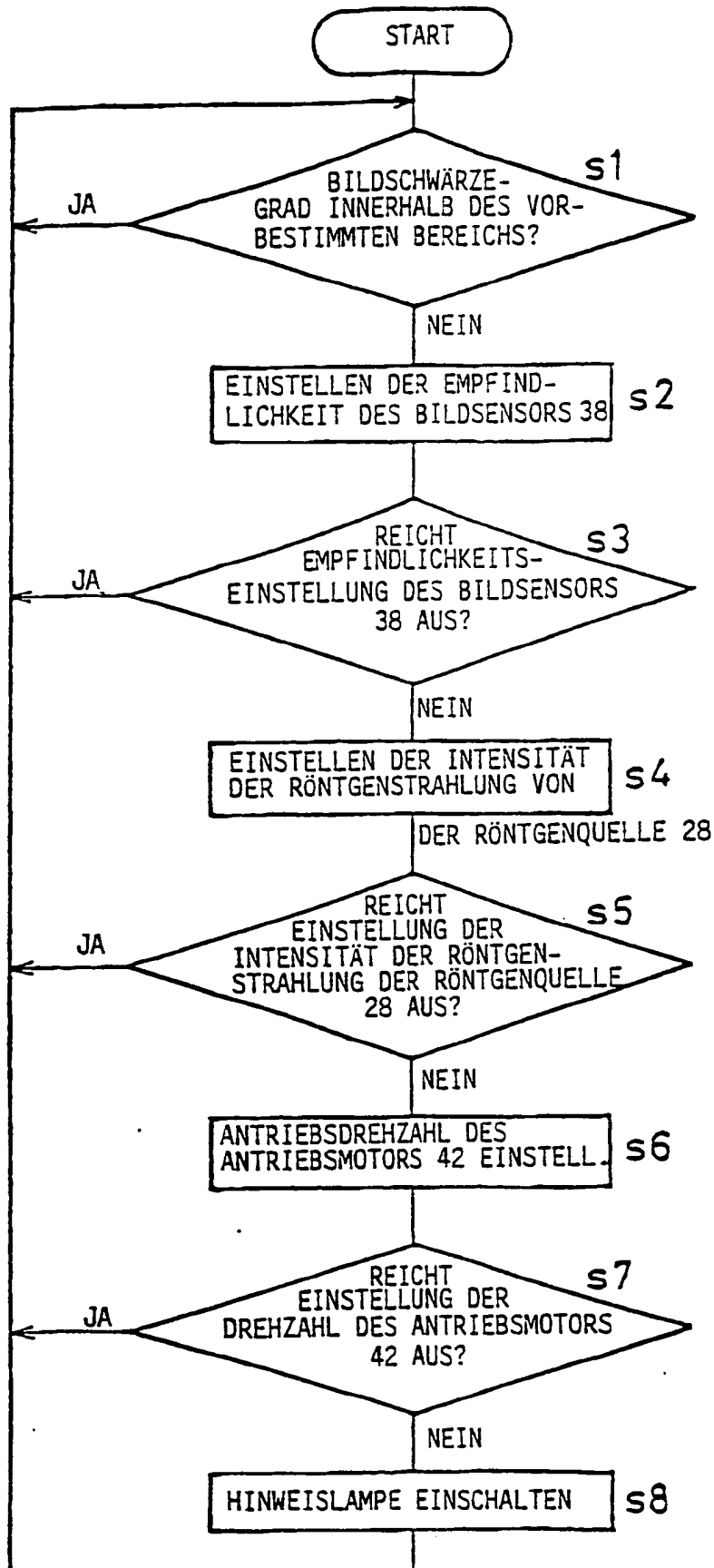


FIG. 10

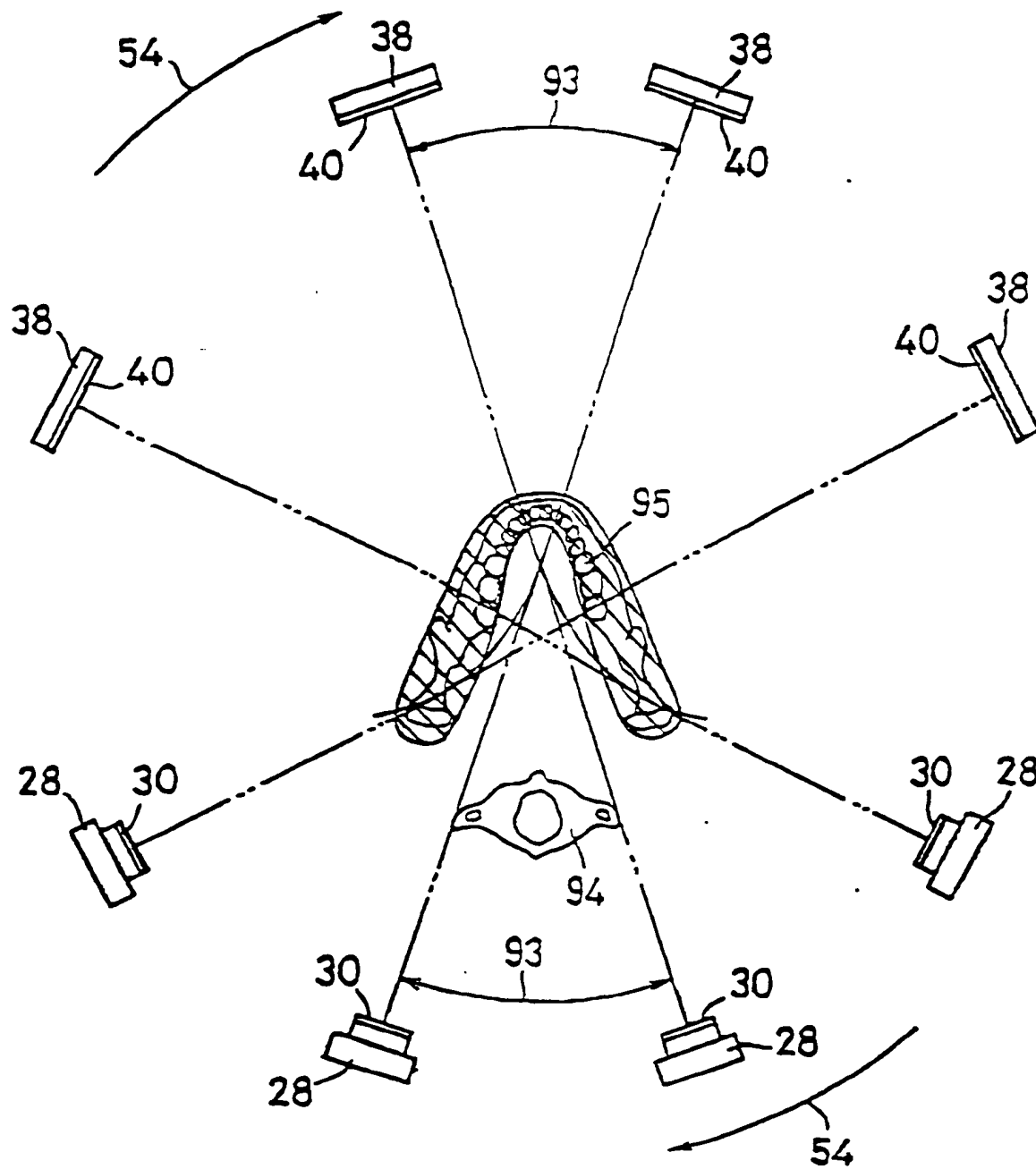
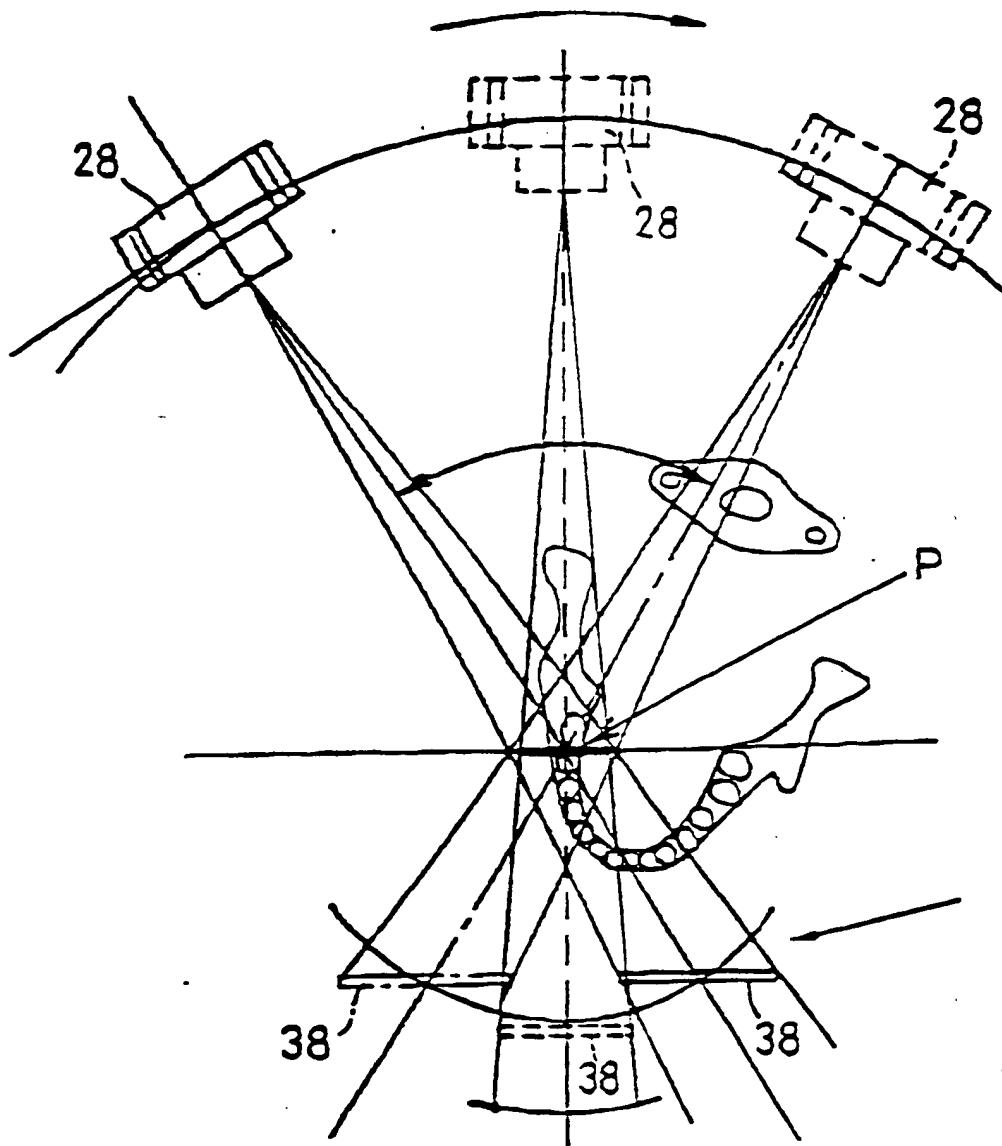


FIG. 12



PATENT CLAIMS

1. X-ray imaging device with:

- an x-ray source (28) for producing x-ray radiation;
- an x-ray image recording device (38) for detecting x-ray radiation, which is moved through an object, and for emitting an image signal;
- a carrier device (18) for supporting the x-ray source and the x-ray image recording device in such a way that these are held away from one another over the object; and
- a drive source (42) for adjusting the carrier device in a predetermined direction;

characterized by

- an image sensitivity adjusting device (56) for adjusting the sensitivity of image recording of the x-ray image recording device;

and

- a control device (60) for controlling the image sensitivity adjusting device on the basis of the image signal emitted by the x-ray image recording device.

2. Device according to claim 1, further characterized in that the x-ray source has an x-ray tube (28), which is provided with an adjusting device (46) for

adjusting the current introduced into it and/or an adjusting device (48) for adjusting the voltage applied to it, whereby these adjusting devices are controlled by control device (60), which first controls the image sensitivity adjusting device (56) on the basis of the image signal from the x-ray image recording device (38) and then controls the adjusting device for the x-ray tube current and/or the adjusting device for the x-ray tube voltage, if the image signal lies outside the adjusting range of the image sensitivity adjusting device.

3. Device according to claim 2, further characterized in that further, with respect to drive source (42), it has a drive speed adjusting device (44) for adjusting the drive rpm of the drive source, which is controlled by control device (60), whereby this [device] first controls the image sensitivity adjusting device (56) on the basis of the image signal from the x-ray image recording device (38), it then controls adjusting device (46) for the x-ray tube current and/or the adjusting device (48) for the x-ray tube voltage, if the image signal lies outside the predetermined adjusting range of the image sensitivity adjusting device, and it controls the drive speed adjusting device, if the image signal lies outside the combined adjusting range of the image sensitivity adjusting device, the adjusting device for the x-ray tube current and/or the adjusting device for the x-ray tube voltage.
4. Device according to claim 1, further characterized in that further, with respect to drive source (42), it has a drive speed adjusting device (44) for adjusting the drive rpm of the drive source, which is controlled by control

device (60), whereby this [device] first controls the image sensitivity adjusting device (56) on the basis of the image signal from x-ray image recording device (38), and it controls the drive speed adjusting device, if the image signal lies outside the predetermined adjusting range of the image sensitivity adjusting device.

5. Device according to claim 1, further characterized in that the x-ray source has an x-ray tube (28), which is provided with an adjusting device (46) for adjusting the current introduced into it and/or an adjusting device (48) for adjusting the voltage applied to it, and control device (60) simultaneously controls the image sensitivity adjusting device (56) and the adjusting device for the x-ray tube current and/or the adjusting device for the x-ray tube voltage on the basis of the image signal from the x-ray image recording device (38).
6. Device according to claim 5, further characterized in that further, with respect to drive source (42), it has a drive speed adjusting device (44) for adjusting the drive rpm of the drive source, whereby control device (60) simultaneously controls the image sensitivity adjusting device (56), adjusting device (46) for the x-ray tube current and/or adjusting device (48) for the x-ray tube voltage, as well as the drive speed adjusting device on the basis of the image signal from the x-ray image recording device (38).

7. Device according to claim 1, further characterized in that further, with respect to drive source (42), it has a drive speed adjusting device (44) for adjusting the drive rpm of the drive source, whereby control device (60) simultaneously controls the image sensitivity adjusting device (56) and the drive speed adjusting device on the basis of the image signal from the image sensitivity adjusting device (38).